

ULTRASONIC DIAGNOSTIC APPARATUS

Patent Number: JP5337111
Publication date: 1993-12-21
Inventor(s): OOKAWAI HIROAKI
Applicant(s): NIPPON KODEN CORP
Requested Patent: ☐ JP5337111
Application Number: JP19920150486 19920610
Priority Number(s):
IPC Classification: A61B8/00; A61B8/08
EC Classification:
Equivalents:

Abstract

PURPOSE: To provide an ultrasonic diagnostic apparatus which enables detecting of information in real time pertaining to a virtually microscopic building state of an organic tissue to display.

CONSTITUTION: This apparatus is provided with a probe 2 which irradiates an organic tissue with an ultrasonic pulse while receiving an echo from the organic tissue a transmitting/receiving section 3 which outputs a drive signal to the probe 2 and amplifies an echo signal received with the probe 2, a detecting section 4 to detect the echo signal in amplitude from the transmitting/ receiving section 3 and a gate position control section 12 to apply a gate specifying an interest area for a low frequency signal after the detection as outputted from the detecting section 4. Moreover, a frequency analysis section 13 is arranged to analyze a frequency analysis of a low frequency signal part in the area specified by the gate position control section 12. a video signal synthesizing section to convert analysis information outputted from the frequency analysis section 13 into an image signal displayable on a display section and a display section 7 which receives the image signal from the video signal synthesizing section 5 to display the analysis information at the frequency analysis section 13.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

#9

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-337111

(43)公開日 平成5年(1993)12月21日

(51)Int.Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 8/00
8/087507-4 C
7507-4 C

審査請求 未請求 請求項の数3(全 8 頁)

(21)出願番号 特願平4-150486

(22)出願日 平成4年(1992)6月10日

(71)出願人 000230962

日本光電工業株式会社

東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(72)発明者 大川井 宏明

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本
光電工業株式会社内

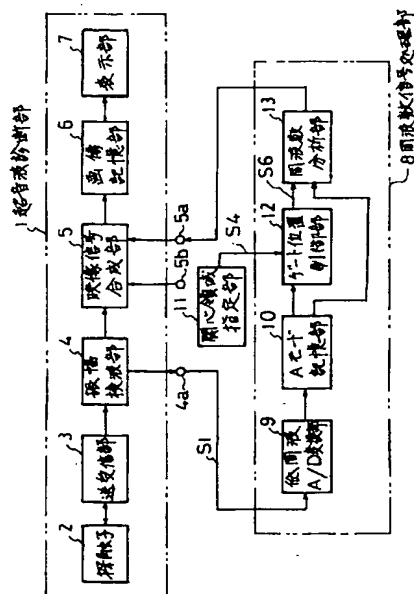
(74)代理人 弁理士 本田 崇

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【目的】 生体組織の準微視的構築状況に関わる情報を
実時間で検出して表示できる超音波診断装置を提供す
る。

【構成】 生体組織に向けて超音波パルスを照射すると
ともに、生体組織からのエコーを受波する探触子2と、
探触子2に駆動信号を出力し、探触子2で受けたエコー
信号を増幅する送受信部3と、この送受信部3からのエ
コー信号を振幅検波する検波部4と、この検波部4から
出力される検波後の低周波信号に対して関心領域を指定
してゲートを掛けるゲート位置制御部12と、このゲ
ート位置制御部12によって指定された領域の低周波信号
部分を周波数分析する周波数分析部13と、この周波数
分析部13から出力される分析情報を表示部に表示可能
な画像信号に変換する映像信号合成部5と、この映像信
号合成部5からの画像信号を受け、周波数分析部13で
の分析情報を表示する表示部17とを有している。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 探触子用駆動信号を出力する送信部と、この駆動信号によって駆動され生体組織に向けて超音波パルスを照射するとともに、生体組織からのエコーを受波する探触子と、

この探触子で受けたエコー信号を増幅して出力する受信部と、

この受信部からのエコー信号を振幅検波する検波部と、この検波部から出力される検波後の低周波信号に対して関心領域を指定してゲートを掛けるゲート位置制御部と、

このゲート位置制御部によって指定された領域の上記低周波信号部分を周波数分析する周波数分析部と、この周波数分析部から出力される分析情報を表示部に表示可能な画像信号に変換する映像信号処理部と、この映像信号処理部からの画像信号を受け、上記周波数分析部での分析情報を表示する表示部とを有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 上記映像信号処理部は、上記検波部からの検波出力信号を処理して超音波画像信号を作成し、この超音波画像信号と上記周波数分析部からの分析情報の信号とを合成する映像信号合成部によって構成され、上記表示部には超音波画像と上記分析情報とが表示されることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】 上記映像信号処理部は、上記検波部からの検波出力信号を処理して超音波画像信号を作成し、この超音波画像信号と上記周波数分析部からの分析情報の信号と別に入力される他の生体信号とを合成する映像信号合成部によって構成され、上記表示部には超音波画像と上記分析情報と他の生体信号とが表示されることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は診断用医用機器などとして使用される超音波診断装置に関し、特に生体組織の準微視的構築状況に関わる情報を提供できる超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 一般に超音波診断装置では、探触子から生体組織に向けて超音波パルスを照射して、生体からのエコー（反射パルス）を探触子で受け、受波信号を振幅検波したのち輝度変調して、Mモード像やBモード像を表示している。ここで、Mモード像は画面の縦軸を体表からの深さ方向にとり、横軸を時間軸にとって心筋壁運動などの時間変化を描画したものである。また、Bモード像は画面の縦軸が体表からの深さ方向となり、横軸が超音波ビームの走査方向となっている。

【0003】 また、このようにMモード像やBモード像を表示するだけでなく、探触子で受けたエコー信号をドップラ検出後に周波数分析して、血流などの流速を測定

できるようにしたものが知られている。図8に、この超音波ドップラ診断装置の例を示す。この図で、送受信部3内の送信部によって駆動された探触子2からは、生体に超音波パルスが発せられ、生体内の組織部分で反射されたエコーが探触子2で受けられる。探触子2から出力される受波信号は、送受信部3内の受信部で増幅され、振幅検波部4に送られるとともに、端子3aを介してドップラ検出部21に送られる。振幅検波部4では、増幅されたエコー信号を振幅検波して電圧信号に変換し、映像信号合成部5に送出する。この映像信号合成部5では、検波出力を輝度変調して超音波画像表示用の映像信号に変換する。一方、周波数解析部20内のドップラ検出部21では、エコーの高周波信号を受け取り、この高周波信号から血流などによってドップラ偏移した分の波形信号を検出する。次段の周波数解析部22では、このドップラ偏移分の波形を周波数分析することで、周波数の変化分を計測して、血流などの流速を算出する。求められたたとえば血流速度の数値信号は、映像信号合成部5に送られ、超音波画像の映像信号中に重畳される。映像信号合成部5から出力される画像信号は、フレームメモリなどからなる画像記憶部6に一時記憶され、この記憶部6から逐次読み出されながらCRTなどの表示部7にMモード像またはBモード像の超音波画像と血流速度などが表示される。

【0004】 また、このようにエコー信号から血流速度などの測定を行なうのではなく、エコーのMHz帯の高周波成分を直接周波数分析して、ヒストグラムを表示させる超音波エコー解析装置が知られている。図9に、このエコー解析装置の周波数解析部23を示す。この図で、高周波A/D変換部24では、送受信部3に接続される端子3aからエコーの高周波信号を受け取り、この高周波信号をそのままデジタル信号に変換してアドレス制御部25に送出する。アドレス制御部25では、取り込まれたデジタル信号を画像上の位置情報とともに高周波記憶部26に格納する。その後、表示部7の画面上に映し出されている超音波画像を見ながら解析を望む領域に関心領域指定部27から設定すると、解析対象領域を表す信号が周波数解析部28に入力される。これにより周波数解析部28では、すでに記憶されているエコーの高周波信号のうち、指定された領域の信号を記憶部26から読み出して、MHz帯の高周波信号のまま分析する。この周波数分析によって、生体組織に照射された超音波ビームが関心領域中の往復の伝搬経路で減衰した高周波信号成分を捕らえることができる。この解析結果は、端子5aを介して映像信号合成部5に送られることで、超音波画像の映像信号中に合成され、表示部7に表示される。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 ところで、エコー信号を振幅検波したのち輝度変調してMモード像やBモード

像の超音波画像を表示させる手法は、超音波診断用の基本的な診断画像を提供できる点で有用である。しかし、このような診断画像では、生体組織に梗塞部分などの病変部分が生じているか否かの微視的に明確な情報を提供することはできない。

【0006】エコーの高周波信号をそのまま周波数分析してヒストグラムを表示させるエコー解析装置では、このような課題に対する一つの解決策を与えようとするものであるが、明確な診断情報を得るに到っていない。また、このエコー解析装置では高周波信号という多量のデータを取扱うため、解析結果を実時間で表示できないという問題点があるとともに、装置が高価格であるという問題点がある。

【0007】また、エコーの高周波信号から検出されるドップラ信号を表示すれば、血液が流れている脈管像を得ることができ、無侵襲的に血管の狭窄や閉塞を診断できるが、このようなドップラ診断装置では生体組織の構築状況の準微視的情報を与えることはできない。

【0008】本発明は、このような従来の技術が有する課題を解決するために提案されたものであり、生体組織の準微視的構築状況に関わる情報を実時間で検出して表示できる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】まず、本発明の基本的な考え方を説明する。図5に示すように体表16に当てた探触子2から超音波パルスのビームUSを生体内の臓器たとえば心臓15に照射すると、心筋壁15a、15b、15cによって反射されたエコーを探触子2によって受波することができる。この探触子2からの出力信号を増幅・検波したのち、電圧信号に変換して時間軸上の波形として表示させると、図5(a)に示すようなAモード像を得ることができる。このAモード像信号S1には、エコーの発生箇所である生体組織、この例では心筋壁15a、15b、15cの準微視的な構築状況によって異なってくる低周波成分LFが重畳している。図6には、臓器組織17の構築状況が異なる場合のAモード像信号S1の各波形が示されており、エコー源となり得る組織の分布状況が(a)は組織密度が密である場合、

(b)は組織密度が中程度である場合、(c)は組織密度が粗い場合の例を示す。この図からも明らかなように、組織密度の程度によってAモード像信号S1の波形に重畳している低周波の周波数成分LFが異なり、組織密度が密な(a)の場合のスペクトルSPは、高い周波数側に主な周波数成分が分布している。また、組織密度が中程度の(b)の場合のスペクトルSPは、主な周波数成分LFが中間領域に分布しており、組織密度が粗な(c)の場合では主な周波数成分LFが低い周波数領域に分布している。

【0010】したがって、たとえば図5に示したAモード像信号S1について解析を望む関心領域にゲート信号

S4を用いてゲートを掛け、この関心領域の信号成分を周波数分析してスペクトルSPを表示させれば、現状の組織がどのように構築されているかの準微視的な情報を提示することができ、組織17に病変が発生していれば、その病変の具合を把握できる。また、このスペクトルSPは図7に示すように時間的に変化するので、スペクトルSPを時間軸上で輝度変調して表示すれば、その組織17の微視的な構築状況の時間変化を観測できる。

【0011】このような解析方式に基づく本発明による超音波診断装置は、探触子用駆動信号を出力する送信部と、この駆動信号によって駆動され生体組織に向けて超音波パルスを照射するとともに、生体組織からのエコーを受波する探触子と、この探触子で受けたエコー信号を増幅して出力する受信部と、この受信部からのエコー信号を振幅検波する検波部と、この検波部から出力される検波後の低周波信号に対して関心領域を指定してゲートを掛けるゲート位置制御部と、このゲート位置制御部によって指定された領域の上記低周波信号部分を周波数分析する周波数分析部と、この周波数分析部から出力される分析情報を表示部に表示可能な画像信号に変換する映像信号処理部と、この映像信号処理部からの画像信号を受け、上記周波数分析部での分析情報を表示する表示部とを有する構成となっている。

【0012】また、本発明による超音波診断装置では、上記検波部からの検波出力信号を処理して超音波画像信号を作成し、この超音波画像信号と上記周波数分析部からの分析情報の信号とを合成する映像信号合成部によって、上記映像信号処理部を構成してあり、上記表示部には超音波画像と上記分析情報とを表示できるようになっている。

【0013】また、本発明による超音波診断装置では、上記検波部からの検波出力信号を処理して超音波画像信号を作成し、この超音波画像信号と上記周波数分析部からの分析情報の信号と別に入力される他の生体信号とを合成する映像信号合成部によって、上記映像信号処理部を構成してあり、上記表示部には超音波画像と上記分析情報と他の生体信号とを表示できるようになっている。

【0014】

【実施例】以下、本発明による超音波診断装置の具体的な実施例を図面に基づき詳細に説明する。なお、説明にあたっては従来例と同様部分に同一符号を付して、重複する部分の説明を一部省略する。図1に、この超音波診断装置のブロック図を示す。この図で、超音波診断部1内の送受信部3によって駆動される探触子2から超音波パルスが生体に向けて照射されると、生体組織で跳ね返ったエコー(反射パルス)が探触子2で受波される。この探触子2から出力される受波信号は、送受信部3で増幅されたあとに、振幅検波部4に送られて包絡線検波が行なわれる。検波出力信号は映像信号処理部をなす映像信号合成部5に送られるとともに、端子4aを介して周

波数信号処理部 8 内の低周波 A/D 変換部 9 に送出される。

【0015】この低周波 A/D 変換部 9 に取り込まれた検波後の A モード低周波信号 S1 は、直流レベルから kHz 帯の周波数成分を含んでいる。低周波 A/D 変換部 9 では、図 2 (a) に示す A モード像信号 S1 をディジタル信号に変換したあとに、信号を A モード記憶部 10 に記憶する。図示の A モード像信号 S1 は、循環系の動的臓器である心臓に超音波ビーム US を照射したときの波形である。

【0016】ゲート位置制御部 12 では、A モード記憶部 10 に記憶される A モード像信号 S1 の波形の立上りと立下りを常時検出しており、図 2 (b), (c) に示すような立上り検出パルス S2 と立下り検出パルス S3 を作成する。一方、表示部 7 に映し出されている超音波画像を見ながら、解析を行いたい組織部分を関心領域指定部 11 からウインド操作などによって指定すると、関心領域を表すゲート信号 S4 がゲート位置制御部 12 に入力される。ゲート位置制御部 12 では、図 2

(b), (c), (d) に示す立上り検出パルス S2 および立下り検出パルス S3 とゲート信号 S4 とから、関心領域の範囲内にある解析対象物の幅を検出し、図 2

(e) に示す幅検出信号 S5 を作成する。続いて、幅検出信号 S5 のパルス幅 W が予め設定してあるパルス幅 W1 と W2 の範囲内にあるか否かを検出し、最小パルス幅 W1 よりも検出パルス幅 W が大きいときに採用し、最大パルス幅 W2 で切り捨てる操作を行なう。この操作によって不要な信号成分が除去され、後述する周波数分析部 13 での分析精度を高めることができる。これにより図 2 (f) に示すような解析対象範囲 Wo を指定するゲート信号 S6 が作られ、このゲート信号 S6 が周波数分析部 13 に送られる。なお、心臓血管系以外の静止臓器を解析対象とする場合は、エコーを振幅検波したあとの図 3 (a) に示す A モード像信号 S1 に対して、位置 t1 に幅 Wo のゲートを設定し、このゲート信号 S4 で決められる範囲内の A モード像信号 S1 について解析を行なうようにする。この場合ゲート信号 S4 と S6 は等しくなる。

【0017】周波数分析部 13 では、解析対象物を指定するゲート信号 S6 に基づいて、この信号範囲内にある A モード像信号 S1 を記憶部 10 から読み出して、周波数分析を行ない、関心領域の周波数スペクトル SP を作成する。この分析によって関心領域のエコー発生箇所が、空間的にどのように分布しているかを把握することができ、微視的な組織構造に関わる定量的な情報が得られる。

【0018】この周波数分析部 13 で得られたエコー発生箇所の分布状況に関わる信号は、端子 5a を介して映像信号合成部 5 に送られ、振幅検波出力に基づいて作られた超音波画像の映像信号に合成される。また、この映

像信号合成部 5 に心電図信号などの他の生体信号が端子 5b から入力されると、この生体信号が映像信号中に合成される。映像信号合成部 5 から出力される画像信号は、フレームメモリからなる画像記憶部 6 を介して表示部 7 に出力され、CRT などの表示部 7 に M モード像または B モード像の超音波画像と、関心領域の微視的構築状況の情報を与える周波数スペクトル SP の画像と、他の生体信号とが実時間で表示される。

【0019】図 4 には、表示部 7 の画面 7a 上に表示された画像の一例が示されている。この表示例では、画面 7a の横軸が時間軸となっており、画面 7a 上に心筋壁動態を捕らえた超音波 M モード像 G1 と、たとえばウインド 14 で指定した心筋壁 15c の組織構造を表す周波数スペクトルの画像 G2 と、心電図 G3 とが表示されている。図中、15a, 15b は別の心筋壁であり、16 は体表である。この周波数スペクトルの画像 G2 は、縦軸を周波数の高さにとってあり、その組織部分の周波数の偏り具合を輝度変調して表示することによって、組織密度などの情報が時間的にどのように変化するかを把握できるようになっている。図示の例のように心臓のような絶えず動く臓器を解析対象とした場合、心筋壁運動に追従するエコートラッキングにより、心筋壁内のエコーの分析結果を表示することができる。

【0020】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、探触子で捕らえた生体組織の超音波エコー信号を振幅検波したのちに得られる A モード低周波信号について、関心領域を指定して周波数分析を行なうことで、心臓血管系の動的組織や他の静的組織の準微視的な構築状況を定量的に把握することができる。これにより、組織に生じた梗塞部分や他の病変部分などの診断を超音波を用いて無侵襲的に行なうことができるという効果がある。また、エコーの高周波信号を直接周波数分析する場合と異なり、処理する信号量が格段に少く、信号処理に要するが短いため、たとえば心筋壁の収縮期と拡張期の組織構造に関わる情報などを実時間で表示できる。また、高周波信号を処理する場合と異なり、A/D 変換器に精度を要さないとともに、記憶素子の容量が少なくてすむので、装置の低価格が図れるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による超音波診断装置の一実施例を示すブロック図である。

【図 2】動的臓器を解析対象とした場合のゲート位置制御部における処理動作を説明するためのタイミング図である。

【図 3】静的臓器を解析対象とした場合のゲート位置制御部における処理動作を説明するためのタイミング図である。

【図 4】表示部に表示された表示画像の一例を示す図である。

【図5】心筋壁からのエコーに基づいて作られるAモード像信号を説明するための図である。

【図6】組織の準微視的構造によって異なるAモード像信号とその周波数スペクトルを説明するための図である。

【図7】Aモード像信号から周波数解析されるスペクトルが時間的に変化する様子を示す波形図である。

【図8】従来の超音波ドプラー診断装置を示すブロック図である。

【図9】従来の超音波エコー解析装置の周波数解析部を示すブロック図である。

【符号の説明】

- 1 超音波診断部
- 2 探触子
- 3 送受信部
- 4 振幅検波部

5 映像信号合成部

6 画像記憶部

7 表示部

8 周波数信号処理部

9 低周波A/D変換部

10 Aモード記憶部

11 関心領域指定部

12 ゲート位置制御部

13 周波数分析部

14 ウインド

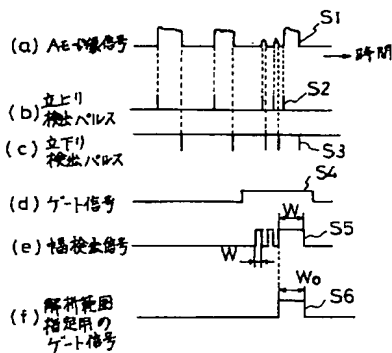
15 a, 15 b, 15 c 心筋壁

16 体表

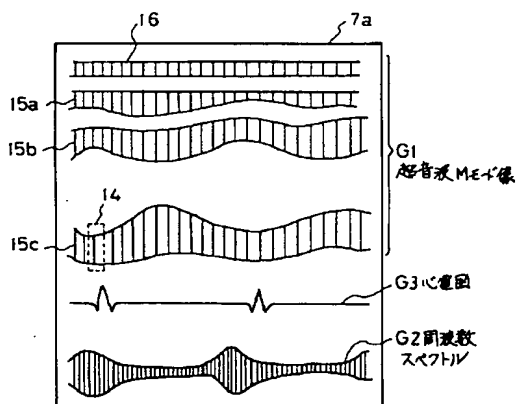
G1 超音波Mモード像

G2 組織の準微視的構造に関わる周波数スペクトルの画像

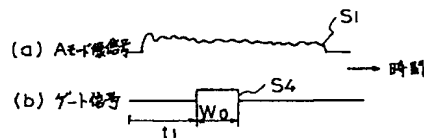
【図2】



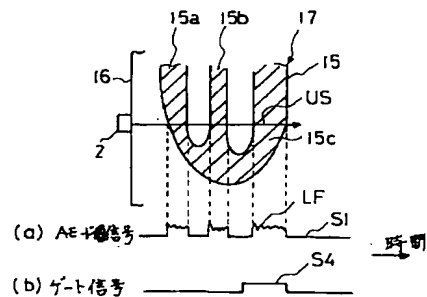
【図4】



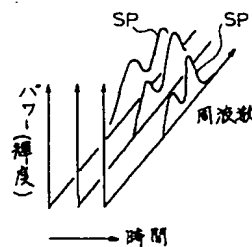
【図3】



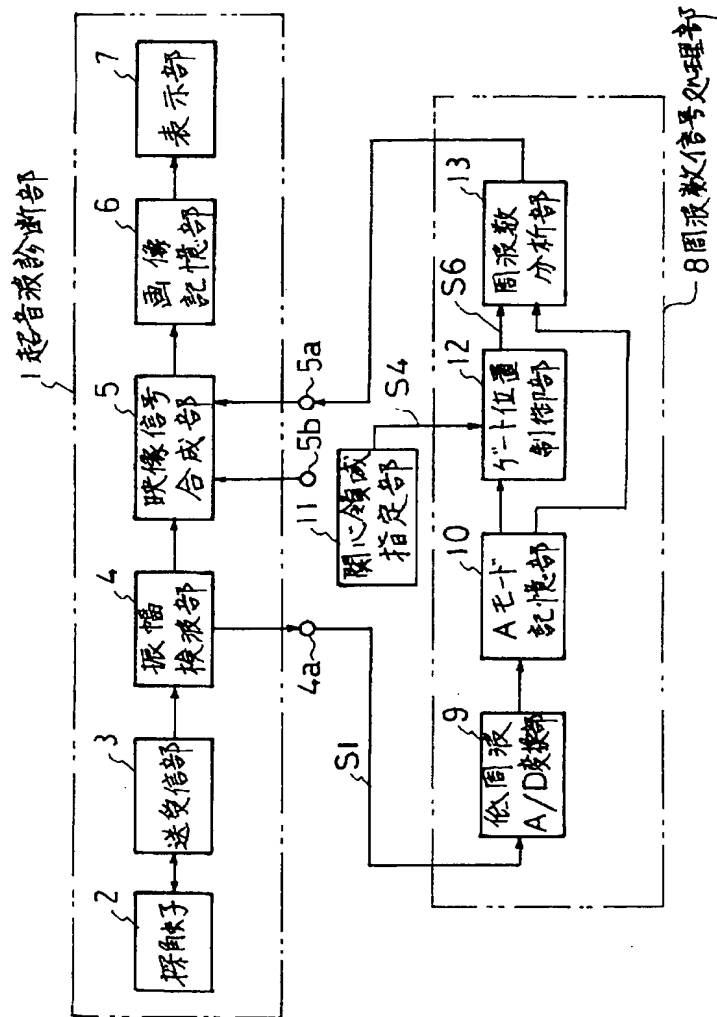
【図5】



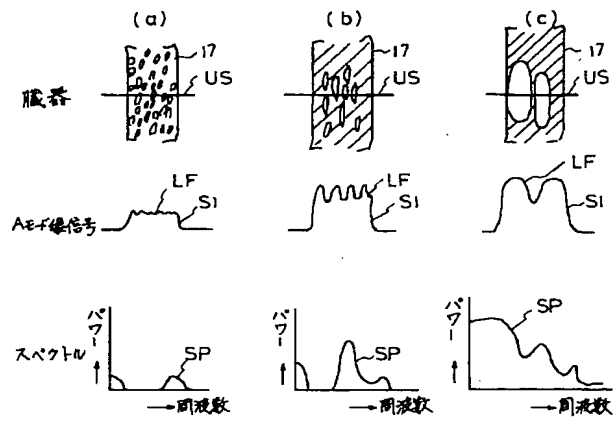
【図7】



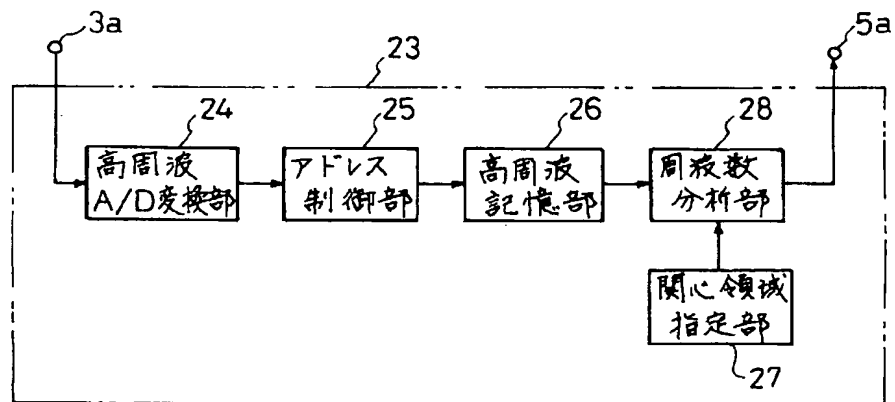
【図1】



【図6】



【図9】



【図8】

